

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **58140635 A**

(43) Date of publication of application: **20 . 08 . 83**

(51) Int. Cl

**G01N 27/28**  
**G01N 1/00**  
**G01N 27/46**

(21) Application number: **57023149**

(71) Applicant: **FUJI PHOTO FILM CO LTD**

(22) Date of filing: **16 . 02 . 82**

(72) Inventor: **SESHIMOTO OSAMU**

(54) **LIQUID TRANSFER AND DISTRIBUTION  
APPARATUS AND MEASURING INSTRUMENT OF  
ION ACTIVITY**

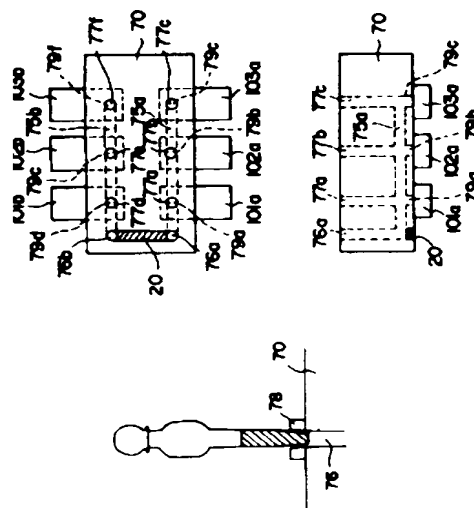
effective to provide an adaptor 78 to the board 70 in order to make sure of injecting the solution.

COPYRIGHT: (C)1983,JPO&Japio

(57) Abstract:

**PURPOSE:** To measure the activity of an ion stably, by constituting so that a liquid supply opening of a liquid introducing device is inserted or abutted airtightly to a part or its neighborhood crossing with the outside part of a liquid introducing nozzle each other.

**CONSTITUTION:** A bridge 20 is provided below one end of a supporting board 70 and an interval between electrodes 101aW103a and the one end of the bridge 20 and that between electrodes 101bW103b and the other end of the bridge 20, are connected by providing connection pipes 75a, 75b to the board 70. The pipes 75a, 75b are provided with liquid introducing openings 76a, 76b and a standard solution and sample solution to be inspected are sent under pressure to the pipes 75a, 75b and the liquid is divided by inserting or applying airtightly a pipette etc. i.e.a liquid introducing device to the openings 76a, 76b. Said solutions are distributed to each electrode without giving a high pressure by ventilating holes 77aW77f and the activity of an ion is measured always stably. Further, it is

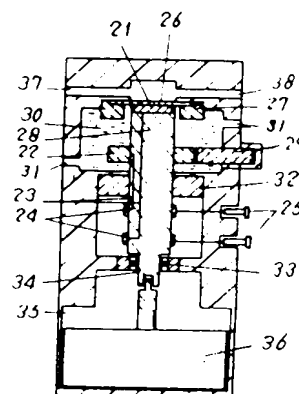


**(54) OXYGEN SENSOR**

(11) 58-193447 (A) (43) 11.11.1983 (19) JP  
 (21) Appl. No. 57-76810 (22) 7.5.1982  
 (71) MATSUSHITA DENKI SANGYO K.K. (72) TAKAFUMI TOUNOOKA  
 (51) Int. CP. G01N27 38, G01N27 46

**PURPOSE:** To avoid the electrodeposition of silver onto electrode surfaces and to prevent deterioration of electrodes by a sensor wherein the current is measured while rotating both electrodes by a motor to be ground with an oxygen gas permeable film and an abrasive respectively.

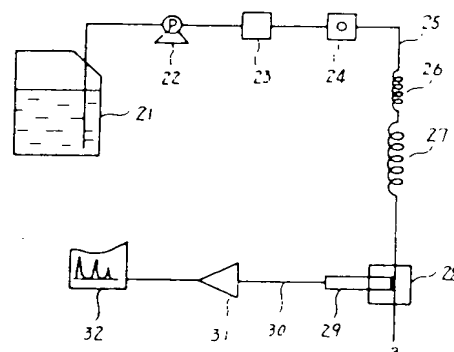
**CONSTITUTION:** An electrode holder 28 holding a cathode 21 and an anode 22 is disposed in a cell through an oil seal 32 and a bearing 33. Rotation of a motor 36 is transmitted to the electrode holder 28 through drive transmission parts 34 and 35 for the motor 36 and the electrode holder 28, thereby to rotate the electrode holder 28 at all times. Both cathode 21 and anode 22 are immersed in an electrolyte 30, the electrolyte 30 being freely charged and discharged in an intermittent manner. While the cathode 21 and the anode 22 are rotated in the electrolyte 30, the cathode 21 is ground by a gas permeable film 26 and the anode 22 by an abrasive 29, so that they have always newly exposed surfaces.

**(54) METHOD AND APPARATUS FOR ANALYZING AMYLASE**

(11) 58-193448 (A) (43) 11.11.1983 (19) JP  
 (21) Appl. No. 57-75227 (22) 7.5.1982  
 (71) HITACHI SEISAKUSHO K.K. (72) KICHIJI KARASAWA(1)  
 (51) Int. CP. G01N27/46, C12Q1/00

**PURPOSE:** To detect the amount of amylase in a sample by a method wherein glucose present in the sample is converted to another substance, the processing solution used for such conversion is made contact with an enzyme electrode, and an amount of maltose produced under the action of amylase is measured.

**CONSTITUTION:** Air bubbles generated from an air bubble generator 23 are charged into a buffer solution containing substrates from a tank 21 to separate the buffer solution into a number of segments each having a constant volume along a flow passage system 25 leading from a pump 22. When a sample is then injected to the solution from a sample injector 24, the enzyme reaction is started and a part of the substrates begins to decompose into maltose under the action of amylase present in the sample. Subsequently, the flow solution passes through a fixed enzyme section 26 inclusive of fixed enzymes having glucose as substrates. The glucose present in the flow solution is herein converted to a substance inactive to detection. Next, the flow solution enters a reaction section 27 where a production amount of maltose to be detected is increased, and the amount of maltose is then measured by a detector 29.



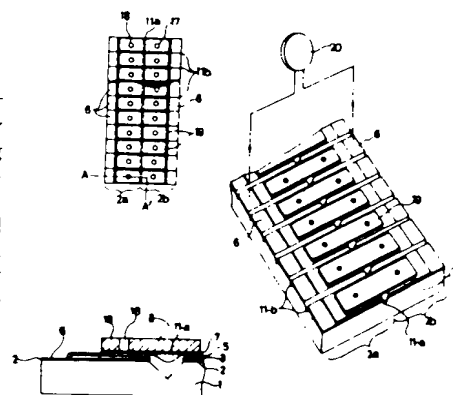
a: discharge

**(54) ION ACTIVITY METER**

(11) 58-193449 (A) (43) 11.11.1983 (19) JP  
 (21) Appl. No. 57-75315 (22) 7.5.1982  
 (71) FUJI SHASHIN FILM K.K. (72) OSAMU SESHIMOTO(2)  
 (51) Int. CP. G01N27/46, G01N27/28

**PURPOSE:** To attain a stable characteristic with a very simple method by a meter wherein metal layers laminated on an insulating support is divided longitudinally and transversely by scratched grooves to form a group of electrodes comprising a plurality of independent segments which are electrically insulated from one another.

**CONSTITUTION:** A metal layer 2 formed on an insulating support 1 is divided into two parts 2a and 2b in a paired structure by a groove 11-a scratched in a longitudinal direction. With parts of both side ends of the metal layer 2 being masked in a longitudinal direction, a water-soluble layer 3 comprising salt of the metal and an ion selection layer 5 are formed thereon. Metal layers are exposed at both side ends of the metal layer 2 to constitute electric connection terminals 6. On the ion selection layer 5, a bridge 19 formed of a porous member 8 after being subjected to the insulating treatment is adhered through a water non-permeable supporting layer 7 partially including holes.



⑨ 日本国特許庁 (JP)  
⑩ 公開特許公報 (A)

⑪ 特許出願公開  
昭58—140635

⑫ Int. Cl.<sup>3</sup>  
G 01 N 27/28  
1/00  
27/46

識別記号  
1 0 1

庁内整理番号  
7363—2G  
6637—2G  
7363—2G

⑬ 公開 昭和58年(1983)8月20日

発明の数 2  
審査請求 未請求

(全 7 頁)

⑭ 液体移送分配装置およびイオン活量測定器具

朝霞市泉水三丁目11番46号富士  
写真フィルム株式会社内

⑮ 特 願 昭57—23149

⑯ 出 願 人 富士写真フィルム株式会社

⑰ 出 願 昭57(1982)2月16日

南足柄市中沼210番地

⑱ 発 明 者 瀬志本修

⑲ 代 理 人 弁理士 柳田征史 外 1 名

明 細 書

1. 発明の名称

液体移送分配装置およびイオン活量測定器具

2. 特許請求の範囲

- (1) 少くとも一つの外側表面、内部に設けられている一つの中空液体通路、前記外側表面から前記中空液体通路に通じている一つの液体導入孔、および前記中空液体通路から外側表面に通じている少なくとも一つの液体分配開口を有し、前記液体導入孔から導入される液体の移送分配装置において、前記液体導入孔の前記外側表面と交差する部分またはその近傍が、この部分に液体導入装置の液体供給口が気密に挿入またはあてがわれるように構成され、液体が前記導入孔に圧入されるようになっていることを特徴とする液体移送分配装置。
- (2) 前記中空液体通路から前記外側表面に通じている一つの空気抜き孔が設けられていることを特徴とする特許請求の範囲第1項

記載の液体移送分配装置。

- (3) ① 少くとも一つの外側表面、内部に設けられている独立した少なくとも二つの中空液体通路、前記外側表面から前記中空液体通路に通じている前記中空液体通路の数に等しい数の独立した液体導入孔、前記中空液体通路各々から前記外側表面に通じる前記中空液体通路一つにつき少なくとも一つ設けられた液体導出開口、および前記中空液体通路各々から前記外側表面に通じている前記中空液体通路一つにつき一つの空気抜き孔を有する液体移送分配装置、
- ② 前記液体導出開口に接して収付けられている前記液体導出開口の数に等しい個数の固体電極、および
- ③ 前記液体導入孔、前記中空液体通路、または前記液体導出開口相互の間に設けられた少なくとも一つのブリッジからなり、前記液体導入孔の前記外側表面と交

差する部分またはその近傍が、この部分に液体導入装置の液体供給口が気密に挿入またはあてがわれるように構成され液体が前記導入孔に圧入されるようになっていることを特徴とするイオン活量測定器具。

- (4) 前記中空液体通路、および前記液体導出口の表面が界面活性剤処理されていることを特徴とする特許請求の範囲第3項記載のイオン活量測定器具。

イオン選択電極(半電池または単極)の一例として支持体上に4機能層積層構造の電極を設け、全体をフィルム状に構成した乾式の固体電極が特開昭52-142584号に開示されている。このようなフィルム状の固体電極においては、微量(例、 $5\mu\text{l}$ ~ $50\mu\text{l}$ )の被検試料液を該電極の所定位置に点着させ測定を行う形式がとられている。第1図において、従来の4機能層積層構造を有する固体状の電極フィルムの一実施例を示す。図中、支持体19の上には、金属層11、水不溶性金属塩層12、参照電解質層13、イオン選択層14の順に積層された4機能層積層構造の電極フィルムが支持されている。好ましい一実施態様としては金属層11が銀であり、不溶性金属塩層12が塩化銀であり、参照電解質層13としては塩化カリウムの親水性有機ポリマーバインダー分散層であり、イオン選択層14がイオン選択能を有する化合物、キャリアー溶媒および有機ポリマーバインダーからなる

### 3. 発明の詳細な説明

本発明は、液体移送分配装置、およびこの液体移送分配装置を用いたイオン濃度またはイオン活動度(活量)測定用のイオン活量測定器具に関するものであり、イオン活量測定器具とは詳細には被検試料として、水、生物体液(例えば、全血、血漿、血清、尿など)、水溶液(例えば酒、ワイン、ビールなど)のイオン濃度またはイオン活動度をポテンシオメトリックに測定するのに有用なイオン活量測定器具に関するものである。

本発明のイオン活量測定器具における電極とは一般に半電池或いは単極と称せられているものと同じの構成のものである。

一般に生体液中或は水溶液中の $\text{K}^+$ 、 $\text{Na}^+$ 、 $\text{Ca}^{2+}$ 、 $\text{Cl}^-$ 、 $\text{HCO}_3^-$ 等の無機イオン濃度を選択的に測定することは臨床医学的或は工業的に重要なものであり、そのため保存および測定操作が容易な乾式のイオン選択電極を用いる方法が既に提案、実施されている。乾式の

有機質イオン選択層である。

電極フィルムは4機能層積層構造に限られるものではなく他の構成の電極フィルムをも用いることができる。例えば、特願昭55-92378号においては、第1図で示す参照電解質層13が省略され、不溶性金属塩層12上に直接有機物質から成るイオン選択層14を設けている3機能層積層構造の電極フィルムが開示されている。

さらに特開昭48-82897には不溶性金属塩層12、および参照電解質層13の両者が省略され、金属層11の上に直接イオン交換物質を含むイオン選択層14が設けられてなる2機能層構成の乾式の電極が開示されている。

また、イオン選択層14については、測定するイオンが $\text{K}^+$ 、 $\text{Na}^+$ 、 $\text{Ca}^{2+}$ 、 $\text{HCO}_3^-$ 等の場合には必須なものであるが、測定するイオンが $\text{Cl}^-$ で、そして電極が、金属層11として銀、不溶性金属塩層12として塩化銀の機能層構成の場合には、イオン選択層14は不要であり、

その代わりに単なる保護層として、例えば特開昭55-89741においてハロゲンイオン透過性の被覆層として規定されている、酢酸セルロース、ポリメタアクリル酸、ポリアクリル酸、ポリ(2-ヒドロキシエチルアクリレート)等の層を設けることができる。

上述の固体電極2個を用いてイオン活量を測定する場合には、これら一対となつた電極間を被覆するブリッジにより接続し、そして電位差計にこれらを接続し、被検試料液と標準液をそれぞれこの一対の電極フィルム上に点着させ、電位差計で電位差を測定する事により、該付着された被検試料液中に含まれる被検イオン活量を測定するものである。この場合、一対の電極フィルム間が電気的に隔離された状態に置かれなければならない。この為第2図に示すように、上記一対の電極をプラスチック等の非導電性材料により作られたフレーム30内に収納し、一対の電極10、10の間に界面活性剤を塗布した上面が開放

合細片であり、この孔に溶液41、42の液滴が点着される。毛細管現象ブリッジは(a)無孔性の底部支持層22、これは電極に向いている、(b)中間多孔層21および(c)頂部無孔性疎水性層24、これは電極から離れている、から構成されている。

このブリッジから電極への被検試料液または標準液の流れ出しによる電極の層間短絡を防止するために、ブリッジは孔28および29の周囲だけは少くとも電極に対してシールされている。

中間多孔層21の例として多孔性紙、メンブランフィルター、糸、織物等であり、ここに液滴41および42が吸収されてイオンの移動とその結果接触が実現される。孔28および29に溶液滴を置いた場合、液は孔を満しかつ、頂部層24上に大きな滴を形成し、次いで5秒ないし30秒の間に多孔性層21に吸収される。各液滴からの液体はブリッジのほぼ中央にて接触が生じイオンの連絡が突

された溝からなるブリッジ201を設けて一個のイオン活量測定用器具として構成することが、特開昭52-142584号において提案されている。

第2図で示す実施例においては、ブリッジ201として孔28と29の間にみぞを設けているが、このブリッジ201は第2図で示すものに限定されるものではない。例えば、特開昭55-20499号において、第3図に示す如く、平たん部材31の上平面に穴323を設け、孔28、29を有するブリッジ20を配置し、電極間のイオンの移動を可能にする構成が提案されている。ここで用いられるブリッジ20は一般的に毛細管現象ブリッジと称されるもので、電極10および10間のイオン移動を促進する手段である。第4図に毛細管現象ブリッジの断面を示す。毛細管現象ブリッジ20は種々の組成の三層トリラミネートから形成できる。図示されているように、ブリッジは孔28および29を持つ平たい横

現されるまで毛細管現象ブリッジ中に広がる。また、孔28および29を満すのに十分な液が未吸収のまま残存する。

多孔性中間層として好ましい材料のその他の例は特開昭52-142584号に記載されている。

更に、ブリッジの他の実施例については特開昭55-59326号、同55-71942号などにおいて記載されている。

ところが、本発明者等が前述した乾式の電極フィルムを有するイオン活量測定器具において、被検液および標準液を各々一皿だけの点差操作により相異なる多種のイオン<sup>イオン</sup>と同時に測定しうるよう、相異なるイオン選択層を有した多数の電極を備えたイオン活量測定器具について研究を続けていたところ、次の様な問題点が生じることを見出した。

つまり、多種の電極を有するイオン活量測定器具を使用するにあつて被検液ならびに標準液をそれぞれ1回の点着により各電極お

よびブリッジに毛細管現象を利用して液を分配せしめようとしたところ、毛細管現象によつては液が十分に各電極およびブリッジに分配され難く、安定したイオン活量の測定が行なわれにくいことがわかった。特に血液のような粘度の高いものではこの傾向は強い。さらに液の移動部が段差等を有し一様でない場合には一層困難になる。

従つて、本発明の目的は毛細管現象によつては液体を移送分配出来ない場合においても液体の移送分配を可能とする液体移送分配装置および被検液、標準液を各々一度だけの点着操作により電極ならびにブリッジに十分に液を分配せしめることができ、常に安定にイオン活量を測定することができるイオン活量測定器具を提供することにある。

本発明の液体移送分配装置は少くとも一つの外側表面、内部に設けられている一つの中空液体通路、前記外側表面から前記中空液体通路に通じている一つの液体導入孔、および

導出開口、および前記中空液体通路各々から前記外側表面に通じている前記中空液体通路一につき一つの空気抜き孔を有する液体移送分配装置、

① 前記液体導出開口に接して取り付けられている前記液体導出開口の紋に等しい個数の固体電極、および

② 前記液体導入通路、前記中空液体通路、または前記液体導出開口相互の間に設けられた少なくとも一つのブリッジからなり、前記液体導入孔の前記外側表面と交差する部分またはその近傍が、この部分に液体導入装置の液体供給口が気密に挿入またはあてがわれるように構成され液体が前記導入孔に圧入されるようになつてゐることを特徴とする。

従つて、多数の電極を有するイオン活量測定器具においても、容易にかつ完全に電極ならびにブリッジに十分に液を分配することができ、常に安定にイオン活量の測定を行なうことができる。

前記中空液体通路から外側表面に通じている少なくとも一つの液体分配開口を有し、前記液体導入孔の前記外側表面と交差する部分またはその近傍が、この部分に液体導入装置の液体供給口が気密に挿入またはあてがわれるように構成され、液体が前記導入孔に圧入されるようになつてゐることを特徴とする。

従つて、液の移動部が段差等を有し、或は液の粘度が高い等の理由により、毛細管現象によつて液体の移送分配ができない場合においても、液体の移送分配を圧入手段により確実かつ簡単に行なうことができる。

また、本発明のイオン活量測定器具は

③ 少なくとも一つの外側表面、内部に設けられている独立した少なくとも二つの中空液体通路、前記外側表面から前記中空液体通路に通じている前記中空液体通路の紋に等しい紋の独立した液体導入孔、前記中空液体通路各々から前記外側表面に通じる前記中空液体通路一につき少なくとも一つ設けられた液体

以下、本発明の液体移送分配装置を用いたイオン活量測定器具につき詳細に説明する。

第5図は本発明の第1実施例の平面図であり、第6図は同実施例の側面図である。

支持板70の下面には前述した従来公知のフィルム状固体電極101a, 101b, 102a, 102b, 103a, 103bが取り付けられている。このフィルム状固体電極は各々101aと101b, 102aと102b, 103aと103bが対になつており、各々共通のイオン選択能を有し、同時に3種の相異なつたイオン活量の測定が行なえるようになつてゐる。ブリッジ20が支持板70の一端下部に設けられている。このブリッジは従来より用いられてゐるいずれのブリッジも使用可能である。また支持板70には中空液体通路である連通管75a, bが設けられており各々電極101a, 102a, 103aとブリッジ20の一端の間と電極101b, 102b, 103bとブリッジ20の他端の間を連通させるようになつてゐる。なお連通管

と電極の接続は液体導出開口79a, 79b, 79c, 79d, 79e, 79fによつて行なうことができる。連通管75aと75bには各々液体導入孔76aと76b、空気抜き孔77a, 77b, 77cと77d, 77e, 77fが設けられている。

以上の如く構成されたイオン活量測定用器具を用いてイオン活量を測定する場合には、電極101a, 102a, 103aと電極101b, 102b, 103bにリード線を介して電位差計を接続した後、第9図に示すように液体導入孔76a, 76bに液体導入装置であるビベット等を気密に挿入またはあてがうことにより連通管75a, 75bにそれぞれ標準液と被検試料液を圧入し各電極およびブリッジ20に液を分配する。この液分配の際空気抜き孔77a, 77b, 77c, 77d, 77e, 77fがあるので、ブリッジ側に高い圧力が加わることなく各電極に十分に分配されるので、常に安定してイオン活量の測定を電位差計によつ

て行なうことができ、各電極とも全く同等に機能しうることができる。

なお、本実施例に於いては空気抜き用の孔のうち77a, 77b, 77d, 77eは省くこともできる。またブリッジ20の位置は本実施例における位置に限られるものではなく、連通管75a, 75bにブリッジ34の両端が接触し、イオン移動を行なうことが可能であるならばどこにあつてもよい。さらに空気抜き孔77aと77b間、77bと77c間、77dと77e間、77eと77f間に、液注入の際あふれた液を導くための溝を設けることも効果的なことである。中空液体通路である連通管及び連通管と各電極を通じるための液体導出開口の表面に界面活性剤の層を設けることによりさらに液分配を確実にすることができる。

第7図は本発明の第2実施例の平面図であり、第8図は同実施例の側面図である。

本実施例においては前実施例と比較すると

ブリッジ20は支持板70の上面に設けられており、かつ一対の空気抜き孔77a, 77bが、液体導入孔76a, 76bから導入された液体をブリッジ20まで移送するための連通管75a, 75bと兼ねられた構造を有している。ブリッジ20は多孔性部材あるいは単なるみぞから形成されるのでこのような実施例が可能となる。

なお第9図に示したように、液体注入を簡単かつ確実に行なえるようビベット等の液体導入装置の液体供給口を気密な状態で支持するアダプター78を支持板70に設けるようにすると有効である。

第10図は本発明のイオン活量測定用器具の第3実施例を示す平面図である。

ブリッジ20が支持板70の中央部に設けられ、ブリッジ20の端部から放射状に連通管75a, 75b, 75c, 75d, 75e, 75fが伸び電極101a, 102a, 103a, 101b, 102b, 103bに接続しており、液

体導入孔76a, 76b、空気抜き孔77a, 77b, 77c, 77d, 77e, 77fが第1実施例と同様に設けられている。

本発明のイオン活量測定用器具は第11図に示すように単一のイオン活量測定用の一対の電極101a, 101bを有したのものにおいても有効なものである。つまり連通管75a, 75bを使用することにより、ブリッジ20の長さをいくらかでも短かくすることができるからである。ブリッジ20の長さを短かくすることによつて液の使用量が少なくなるとともに、ブリッジ20に於いて液の組成が変化することを防止することができ、さらに液注入から測定までの時間を短縮することができる。このブリッジの長さを任意に短かくできる点は第1、第2、第3実施例においてもいえることである。

なお、本発明の液体移送分配装置はイオン活量測定器具ばかりでなく、微量の液体を移送分配するためであるならば、様々な用途

に適用することができ、例えば数種の試験紙または多層分析フィルムを備えた比色分析装置において、上述した実施例と同様に一回の点着操作でもつて数種の比色分析を同時に行なうことができる。

以上詳細に説明したように、本発明の液体移送分配装置は毛細管現象によつては液体を移送分配できない場合においても圧入手段を用いることにより確実な液体の移送分配を行なうことを可能とし、さらにこの液体移送分配装置を用いたイオン活量測定器具においては、粘度の高い液体であつても、また連通管が途中で開口部等を有して断面の形状が一様でない場合であつても一回の点着操作により、確実に再現性よく液分配を行なえ、信頼性の高いイオン活量のデータを得ることができ、またブリッジの長さを任意に短かくできる点、さらにイオン活量測定器具の形状を様々に変化する等々の数々の利点を有する。

311…平たん部材31の底表面

10, 101a, 101b, 102a, 102b, 103a, 103b…フィルム状固体電極

28, 29…液体点着孔

38, 39…端子挿入用開口部

41…液体試料                      42…標準液

20…ブリッジ                      51…電位差計

52, 53…リード線                  323…穴

22…底部支持層                  21…中間多孔層

24…頂部無孔性疎水性層

70…支持板

75a, 75b…連通管

76a, 76b…液体導入孔

77a, 77b, 77c, 77d, 77e, 77f…  
空気抜き用の孔

78…アダプター

79a, 79b, 79c, 79d, 79e, 79f…  
液体導出開口。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図はフィルム状イオン選択電極の斜視概念図である。

第2図および第3図は、従来のイオン活量測定用器具を示す概略斜視図である。

第4図は第3図の線S-Sにおける断面を示す断面図である。

第5図は本発明のイオン活量測定器具の第1実施例の平面図、

第6図は本発明の第1実施例の側面図、

第7図は本発明の第2実施例の平面図、

第8図は本発明の第2実施例の側面図、

第9図は液注入時の様子を示す概略図、

第10図は本発明の第3実施例の平面図、

第11図は本発明のイオン活量測定器具の一对の電極を有した場合の平面図である。

19…支持体

11…金属層

12…不溶性金属塩層

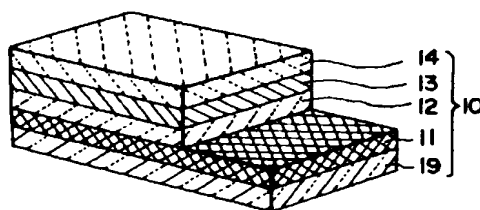
13…参照電解質層

14…イオン選択層

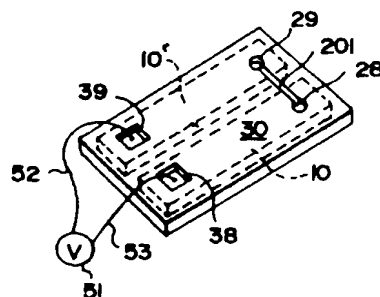
30…フレーム

31…平たん部材

第1図

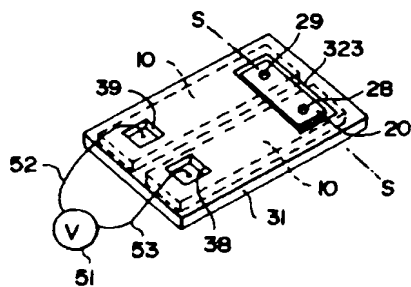


第2図

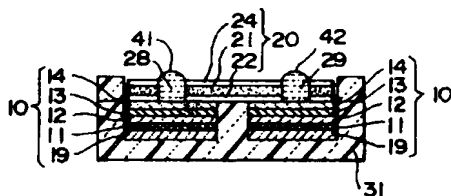




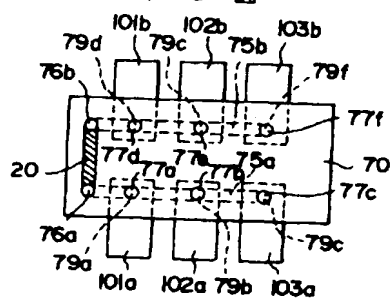
第 3 図



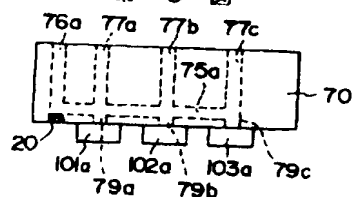
第 4 図



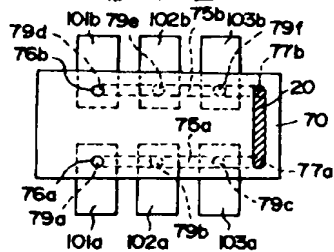
第 5 図



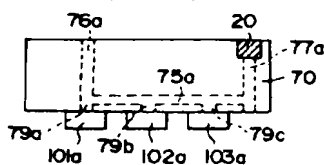
第 6 図



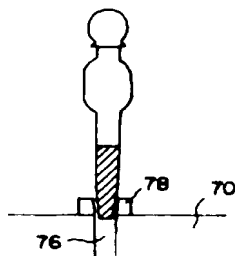
第 7 図



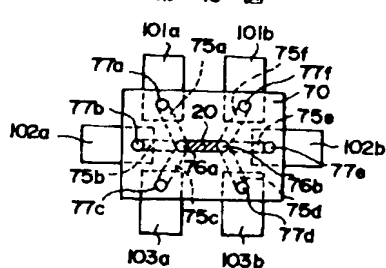
第 8 図



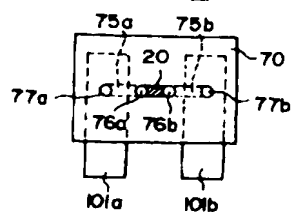
第 9 図



第 10 図



第 11 図

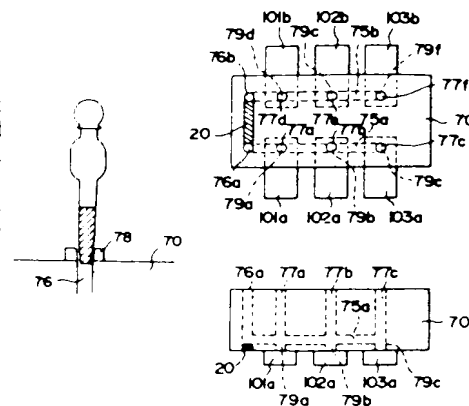


#### (54) LIQUID TRANSFER AND DISTRIBUTION APPARATUS AND MEASURING INSTRUMENT OF ION ACTIVITY

- (11) 58-140635 (A) (43) 20.8.1983 (19) JP  
 (21) Appl. No. 57-23149 (22) 16.2.1982  
 (71) FUJI SHASHIN FILM K.K. (72) OSAMU SESHIMOTO  
 (51) Int. Cl. G01N27 28, G01N1 00, G01N27 46

**PURPOSE:** To measure the activity of an ion stably, by constituting so that a liquid supply opening of a liquid introducing device is inserted or abutted airtightly to a part or its neighborhood crossing with the outside part of a liquid introducing nozzle each other.

**CONSTITUTION:** A bridge 20 is provided below one end of a supporting board 70 and an interval between electrodes 101a~103a and the one end of the bridge 20 and that between electrodes 101b~103b and the other end of the bridge 20, are connected by providing connection pipes 75a, 75b to the board 70. The pipes 75a, 75b are provided with liquid introducing openings 76a, 76b and a standard solution and sample solution to be inspected are sent under pressure to the pipes 75a, 75b and the liquid is divided by inserting or applying airtightly a pipette etc. i.e. a liquid introducing device to the openings 76a, 76b. Said solutions are distributed to each electrode without giving a high pressure by ventilating holes 77a~77f and the activity of an ion is measured always stably. Further, it is effective to provide an adaptor 78 to the board 70 in order to make sure of injecting the solution.



#### (54) MEASURING METHOD OF ELECTRIC POTENTIAL OF ERYTHROCYTE MEMBRANE

- (11) 58-140636 (A) (43) 20.8.1983 (19) JP  
 (21) Appl. No. 57-24053 (22) 16.2.1982  
 (71) ASAHI KASEI KOGYO K.K. (72) KOUJI IMAFUKU(2)  
 (51) Int. Cl. G01N27 46, A61B5 14

**PURPOSE:** To measure electric potential of a membrane of an erythrocyte safely, surely, quickly and accurately, by measuring the electric potential of the membrane of the erythrocyte after one kind or more of hemoglobin, an erythrocyte cell component and blood plasma component are added in advance to a fat soluble ion solution and adding the correction of a bias etc. by the volume of water in the erythrocyte to this electric potential.

**CONSTITUTION:** Before adding an erythrocyte or erythrocyte suspension to a mixed solution of a fat soluble ion such as tetraphenyl phosphonium (TPP<sup>+</sup>) etc. and NaCl-Tris buffer solution, cattle hemoglobin available on the market, an erythrocyte cell component or preferably one kind or more of blood plasma of an animal itself or the same kind animal gathered blood in order to obtain the erythrocyte, are added to the solution of added TPP<sup>+</sup> at a fixed rate. Next, the sample erythrocyte or erythrocyte suspension is added and electric potential of a membrane is measured by using a fat soluble ion selective electrode. Then, the correction of a bias basing on the volume of water in the erythrocyte and that basing on the adsorption quantity of the TPP<sup>+</sup> for the erythrocyte, are added to this electric potential of the membrane. In this manner, the electric potential of the membrane having no variance is measured without using a dangerous radioactive element and diagnosis and early stage discovery of a primary cause of apoplexy are made.

#### (54) PHOTOACOUSTIC DETECTOR

- (11) 58-140637 (A) (43) 20.8.1983 (19) JP  
 (21) Appl. No. 57-22106 (22) 16.2.1982  
 (71) NIPPON DENKI K.K. (72) KUNIHICO WASHIO  
 (51) Int. Cl. G01N29 04

**PURPOSE:** To detect ultrasonic wave flexibly from the optional position of a sample by constituting a titled device in such a way that pulse laser light and laser light for diagnosis irradiate the respectively different points on the sample surface.

**CONSTITUTION:** The output light from a pulse laser light source 1 of large output is partly detected with a photodetector 3 by the use of a beam splitter 2 to detect the timing of the emission thereof from the light source 1. The pulse laser light transmitted through the splitter 2 is introduced through a coupling lens 4 into an optical fiber 6, and propagates therein. The light from the fiber 6 is irradiated with a focusing lens system 7 to one point P on a sample surface 8. The exit light from laser 9 for diagnosis, on the other hand, is introduced through a beam splitter 10 and a coupling lens 11 to an optical fiber 12, and propagates in the fiber 12. The light from said fiber is irradiated with a focusing lens system 7 to the other one point Q differing from the above-described irradiation point on the surface 8. The ultrasonic wave is thus detected flexibly from the arbitrary position of the sample.

